

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-149549

(43)Date of publication of application : 02.06.1999

(51)Int.Cl. G06T 1/00

H04N 5/321

A61B 6/00

G06F 19/00

G06T 3/00

(21)Application number : 09-315174 (71)Applicant : TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 17.11.1997 (72)Inventor : OISHI SATORU

(54) PICTURE PROCESSOR

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a picture processor for operating quick distortion correction.

SOLUTION: A distortion correcting part 203 of a picture processor 202 generates a picture after correction from a picture before correction including geometrical distortion generated due to the characteristics of an X-ray photographic system for correcting distortion generated due to the characteristics of an image intensifier. Therefore, a picture after correction can be generated by the following procedures, that is, (1) the measurement of rough distortion distribution (measuring means), (2) the calculation of fine distortion distribution (calculating means), and (3) the decision of a concentration value (concentration value deciding means).

LEGAL STATUS [Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

*** NOTICES ***

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.**** shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] In the image processing system which creates the image after amendment from the image before amendment including a geometric distortion which photoed the phantom which has specific geometric structure by the photography system, originated in the property of the photography system concerned, and was produced A measurement means to measure the coarse strain distribution which shows the distorted point of the specifying point specified according to the geometric structure of said phantom from the photography image of said phantom, A calculation means to compute the fine strain distribution which divides the image after said amendment into two or more minute fields, and shows the distorted point of the representation point in the minute field concerned using said coarse strain distribution, The image processing system characterized by providing a concentration value decision means to determine

the concentration value of the minute field on the image after said amendment based on the concentration value of the minute field on the image before said amendment specified by the distortion place of said representation point.

[Claim 2] Said calculation means is an image processing system according to claim 1 characterized by computing the fine strain distribution which shows the distorted point of the representation point concerned by carrying out the 2-dimensional interpolation operation of the coarse strain distribution which shows the distorted point of at least four specifying points near [in said minute field] the representation point.

[Claim 3] Said calculation means is an image processing system according to claim 1 characterized by providing a means to divide the image after said amendment into two or more minute fields to which the core of an image differs in magnitude from a periphery, and a means to compute the fine strain distribution which shows the distorted point of the inner each representation point of said minute field based on said coarse strain distribution.

[Claim 4] A setting means to set up an area of interest on the image after said amendment is provided further. Said calculation means A means to divide the image after said amendment into two or more minute fields from which magnitude differs the inside of the field equivalent to the area of interest set up by said setting means, and out of the field, The image processing system according to claim 1 characterized by providing a means to compute the fine strain distribution which shows the distorted point of the inner each representation point of said minute field, based on said coarse strain distribution.

[Claim 5] A means to pinpoint the minute field on the image before said amendment equivalent to the minute field on the image after said amendment according to the distortion place of the representation point that said concentration value decision means was computed by said calculation means, The image processing system according to claim 1 characterized by providing a means to determine the concentration value in the minute field on the image after said amendment, based on the concentration value in the minute field on the image before said amendment specified by this means.

[Claim 6] It is the image processing system according to claim 1 which said phantom has grid-like structure, and said measurement means integer-izes the distance during the lattice point of said phantom on the image after said amendment, measures the coarse strain distribution which shows the distorted point of each lattice point when the integer-ization concerned was made, and is characterize by for said calculation means to divide the image after said amendment so that it may be locate at the core whose representation point of two or more of said minute fields is a pixel.

[Claim 7] The image processing system according to claim 6 characterized by providing further a means to expand or reduce the image after said amendment by

changing the distance during said lattice point.

[Claim 8] The image processing system according to claim 7 characterized by making distance between said grids into the nearest integer.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the suitable image processing system for distorted amendment of the image outputted from various modality, such as an image processing system which amends distortion of an image, X-ray picture photography equipment which uses an image intensifier (I.I.) especially, or a computerized-tomography scanning equipment.

[0002]

[Description of the Prior Art] While this detects the transparency X-ray of analyte in the X-ray-diagnosis equipment used widely in current and a medical site, using an image intensifier as an X-ray detection system, what changes into an optical image and photos the obtained optical image by the TV camera system is known. There are digital radiography and fluorography by X-ray image intensifier as the roentgenography approach of digitizing the picture signal collected with this equipment. The video signal from a TV camera is changed into a digital signal by the analog / digital (A/D) transducer, and in order to perform various image processings, it is inputted into a computer.

[0003] The image intensifier has the structure which piled up an X-ray fluorescence side and the photoelectric surface. The X-ray which penetrated analyte is inputted into an X-ray fluorescence side, when the light from this X-ray fluorescence side stimulates the photoelectric surface, a photoelectron is emitted and image formation of the visible image (optical image) is carried out to an output phosphor screen.

[0004] There is a problem that the geometric distortion of spool type distortion, S character-like distortion, etc. will be included in the output image in such an image intensifier. For example, photography of an object object (phantom) as shows a wire to drawing 12 (a) arranged in the shape of a tetragonal lattice on the flat surface will output the image distorted as shown in drawing 12 (b).

[0005] For example, when performing the image processing for extracting useful information from an output image to a diagnosis in the above-mentioned digital radiography, such distortion can become a big factor with error. In image processings, such as clinical analyses, such as rate count of the vasoconstriction, and ventriculus-sinister volume count, or three-dimensions reconstruction, the effect of

the error which originates distorted becomes remarkable especially.

[0006] In view of such a background, also in order to perform image processings, such as clinical analysis (bibliography “the Toshiba digital fluorography-by-X-ray-image-intensifier system CLINICAL ANALYSIS”, Toshiba Corp., and Toshiba Medical Systems Co., Ltd.”) or three-dimensions reconstruction, appropriately and with high precision, distorted amendment of the image resulting from an image intensifier is indispensable, and distorted amendment is performed in the phase of pretreatment in these image processings by the former.

[0007] However, in the distorted amendment currently performed from the former, since fine strain distribution is calculated for every pixel and he is trying to obtain an amendment image, there is a trouble that processing takes immense time amount. At a clinical place, a highly precise diagnostic image is offered quickly, and also in order to aim at improvement in diagnostic ability, it is anxious for improvement in the speed of the distorted amendment in an image processing.

[0008]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] Therefore, the purpose of this invention is to offer the image processing system which can perform distorted amendment at a high speed.

[0009]

[Means for Solving the Problem] (1) In the image processing system which creates the image after amendment from the image before amendment including a geometric distortion which the image processing system of this invention photoed the phantom which has specific geometric structure by the photography system, originated in the property of the photography system concerned, and was produced A measurement means to measure the coarse strain distribution which shows the distorted point of the specifying point specified according to the geometric structure of said phantom from the photography image of said phantom, A calculation means to compute the fine strain distribution which divides the image after said amendment into two or more minute fields, and shows the distorted point of the representation point in the minute field concerned using said coarse strain distribution, A concentration value decision means to determine the concentration value of the minute field on the image after said amendment based on the concentration value of the minute field on the image before said amendment specified by the distortion place of said representation point is provided.

[0010] According to such a configuration, since the location of a pixel is associated for every minute field between the image before amendment, and the image after amendment in fine strain distribution, compared with the case where the location is associated for every pixel, the operation time can be shortened sharply. Therefore, distorted amendment processing is accelerable. This makes it the basis to consider that there is almost no distortion in the minute field.

(2) The image processing system of this invention is equipment given in the above (1), and said calculation means is characterized by computing the fine strain distribution which shows the distorted point of the representation point concerned by carrying out the 2-dimensional interpolation operation of the coarse strain distribution which shows the distorted point of at least four specifying points near [in said minute field] the representation point.

(3) The image processing system of this invention is equipment given in the above (1), and said calculation means is characterized by providing a means to divide the image after said amendment into two or more minute fields to which the core of an image differs in magnitude from a periphery, and a means to compute the fine strain distribution which shows the distorted point of the inner each representation point of said minute field based on said coarse strain distribution.

A setting means for the image processing system of this invention to be equipment given in the above (1), and to set up an area of interest on the image after said amendment is provided further. (4) Said calculation means A means to divide the image after said amendment into two or more minute fields from which magnitude differs the inside of the field equivalent to the area of interest set up by said setting means, and out of the field, It is characterized by providing a means to compute the fine strain distribution which shows the distorted point of the inner each representation point of said minute field, based on said coarse strain distribution.

The image processing system of this invention is equipment given in the above (1). (5) And said concentration value decision means A means to pinpoint the minute field on the image before said amendment equivalent to the minute field on the image after said amendment according to the distortion place of the representation point computed by said calculation means, It is characterized by providing a means to determine the concentration value in the minute field on the image after said amendment, based on the concentration value in the minute field on the image before said amendment specified by this means.

The image processing system of this invention is equipment given in the above (1), and said phantom has grid-like structure. (6) Said measurement means Distance during the lattice point of said phantom on the image after said amendment is integer-ized, and the coarse strain distribution which shows the distorted point of each lattice point when the integer-ization concerned was made is measured. Said calculation means It is characterized by dividing the image after said amendment so that it may be located at the core whose representation point of two or more of said minute fields is a pixel.

(7) The image processing system of this invention is equipment given in the above (6), and is characterized by providing further a means to expand or reduce the image after said amendment by changing the distance during said lattice point.

(8) The image processing system of this invention is equipment given in the above (7), and it is characterized by changing the distance between grids into the nearest

integer.

[0011]

[Embodiment of the Invention] Hereafter, the operation gestalt of the image processing system of this invention is explained, referring to a drawing. Drawing 1 is the block diagram showing roughly the X-ray-diagnosis structure of a system concerning the operation gestalt of the image processing system of this invention. The system concerned is a system for presenting the diagnosis by a medical practitioner etc. with the image which performed the image processing which includes distorted amendment to the X-ray imaging image of the analyte obtained from the roentgenography system, and was obtained by this.

[0012] It has the roentgenography system which consisted of X-ray TV cameras 104 which picturize the image intensifier (I.I.) 103 which a diagnostic X-ray system detects X-ray source assembly 102 containing X-ray tube 100 and a beam limiting device 101, and the X-ray beam which exposure was carried out to Analyte M through the beam limiting device 101 from X-ray tube 100, and penetrated the analyte M concerned, and changes this into an optical image, and the optical image outputted from I.I.103, and output the video signal according to this as shown in drawing 1 . The video signal outputted from TV camera 104 is stored in the image memory 206 which is changed into a digital video signal by A/D converter 201, and contains the image storing unit 204 and the incidental information storing unit 205.

[0013] Image data is stored in the image storing unit 204, and the incidental information which shows the photography conditions of whenever [patient information /, such as a patient's identifier, sex, a birth date and weight, /, various information / accompanying the image data concerned /, i.e., distance between II-X line foci, dilation ratio, II size, camera station, and angle-of-coverage] etc. is stored in the incidental information storing unit 205.

[0014] An image processing system 202 performs various image processings including the distorted amendment by the distorted amendment section 203 to the X-ray image of the analyte read from the image memory 206. Distortion to which the image immediately after outputting from A/D converter 201 originates in the property of I.I.103 is included. The distorted amendment section 203 of an image processing system 202 processes the image data concerned according to the treatment process which reads the image data before amendment from the image storing unit 205 of an image memory 206, and is mentioned later, and creates the image after amendment with which the above-mentioned distortion was amended by this processing.

[0015] The image data after the created distorted amendment is outputted to the image display section 207. The image display section 207 outputs the image data after distorted amendment to a monitor 210 or the laser imager 211. A display is presented with the X-ray-diagnosis image of the analyte after distorted amendment in this way.

[0016] In addition, a computer (not shown [Central Processing Unit :]) manages

actuation of A/D converter 201, an image processing system 202, and the image display section 207. Moreover, the image data of the image after distorted amendment can also be recorded on the magnetic disk (or optical disk) 209 which has large capacity with the instruction of a computer. In addition, both the incidental information stored in the incidental information storing unit 205 on the occasion of image recording is also recordable.

[0017] In order to amend distortion which originated in the property of I.I.103 and was produced, the distorted amendment section 203 of an image processing system 202 performs distorted amendment processing as follows. That is, the distorted amendment section 203 is created according to the procedure which shows below the image after the amendment by which the distortion concerned was amended from the image before amendment including a geometric distortion which originated in the property of a roentgenography system and was produced.

[0018] (1) Measurement of coarse strain distribution (measurement means)

(2) Calculation of fine strain distribution (calculation means)

(3) Decision of a concentration value (concentration value decision means)

The measurement means of the above (1) measures the coarse strain distribution which shows the distorted point of the specifying point specified according to the geometric structure of a phantom on the image after amendment from the photography image of a phantom. The calculation means of the above (2) divides the image after amendment into two or more minute fields, and computes the fine strain distribution which shows the distorted point of the representation point in the minute field concerned based on the coarse strain distribution measured by (1). And the concentration value decision means of the above (3) determines the concentration value of the minute field on the image after amendment based on the concentration value of the minute field on the image before the amendment specified by the distortion place of a representation point.

[0019] Thus, according to distorted amendment of this constituted operation gestalt, since the location of a pixel is associated for every minute field between the image before amendment, and the image after amendment in fine strain distribution, compared with the case where the location is associated for every pixel, the operation time can be shortened sharply. Therefore, distorted amendment processing is accelerable. This makes it the basis to consider that there is almost no distortion in the minute field.

[0020] Here, the various parameters concerning both image before distorted amendment (henceforth a "distorted image") and image after amendment (henceforth an "amendment image") are defined concretely, and the distorted amendment processing concerned is explained to a detail.

[0021] First of all, an image coordinate is defined as shown in drawing 2. A coordinate (i, j) expresses the two-dimensional location of the pixel on the digital image inputted

into an image processing system 202 (pixel). Let the unit of i and j be a [pixel]. For example, as image size shows in this drawing by the image of $N \times N$, the pixel (1, N), and at the lower right of an image is expressed [the pixel at the upper left of an image / the pixel (1, 1), and at the upper right of an image] for the pixel (N , 1), and at the lower left of an image as (N , N). At practical I.I., there is much what set image size to "1024x1024." Or there are some which are being set to "512x512" or "2048x2048."

[0022] Next, the concentration value of a distorted image and an amendment image is defined as follows.

$D(i, j)$ -- Concentration value C of the pixel in the coordinate (i, j) of a distorted image
 (i, j) -- It supposes that a wire uses the grid arranged in the shape of a grid as the concentration value, next the above-mentioned phantom of the pixel in the coordinate (i, j) of an amendment image, and a grid coordinate is defined as shown in drawing 3.
 (b) of a grid projection image in case (a) of drawing 3 does not have distortion, and drawing 3 shows the grid projection image in the case of having distortion.

[0023] Next, the coarse strain distribution measured from a grid projection image is defined as follows.

$\tilde{G}(u, v)$ -- Image coordinate on the distorted image of the lattice point (u, v) (two dimensions)

the direction component of (Width j) of the image coordinate on the distorted image of the direction component G_j [of (Width i)] -- (u, v) lattice point (u, v) of the image coordinate on the distorted image of G_i -- (u, v) lattice point (u, v) -- here, (u, v) are the grid coordinates showing the location of the lattice point, i.e., the intersection of a wire and a wire. here, it considers as the zero (i_0 and j_0) of distortion amendment of the lattice point nearest to the core of a distorted image, and the zero of a grid coordinate is shown in (b) of drawing 3 according to this zero -- as (u_0 and v_0) -- ** -- it carries out. In addition, the above " \tilde{G} " shall express a vector.

[0024] For example, when the lattice point is set to 5×5 , as shown in drawing 3 (b), (1, 5), and the grid coordinate of the lower right lattice point are expressed [(1 1), and the grid coordinate of the upper right lattice point] for (5, 1), and the grid coordinate of the lower left lattice point as (5, 5), upper left coordinate, i.e., grid coordinate, of the lattice point.

[0025] A certain lattice point (u, v) exists in a location which is different on a distorted image and an amendment image, respectively (image coordinates differ), and the correspondence relation of the image coordinate between both images expresses strain distribution. In other words, if distortion originally does not arise, the lattice point should be projected on the location of the lattice point on an amendment image (u, v) , but when distortion mixes in I.I., a result projected on location $\tilde{G}(u, v)$ of the lattice point on a distorted image (u, v) is brought.

[0026] Next, the fine strain distribution computed based on coarse strain distribution is defined as follows. Correspondence relation between the predetermined sample

point (representation point) on the amendment image computed from coarse strain distribution $G^{\sim}(u, v)$ and the point (distorted point) equivalent to the representation point concerned on a distorted image is made into $P^{\sim}(i, j)$, and is defined as follows.

[0027] $P^{\sim}(i, j)$ -- Image coordinate of the distorted point of the sample point on an amendment image (i, j) (on a distorted image: two dimensions)

P_i -- (i, j) The direction component P_j of (Width i) of the image coordinate of the distorted point of the sample point on an amendment image (i, j) -- (i, j) The sample point predetermined [above-mentioned] which is the direction component of (Length j) of the image coordinate of the distorted point of the sample point on an amendment image (i, j) is a sample point in the predetermined grid pattern on an amendment image.

[0028] Measurement of the coarse strain distribution of the above (1) is specifically performed as follows. First, a grid is stuck on the front face of I.I.103, roentgenography is performed, and the image coordinate of all the lattice points (intersection of a wire and a wire) is searched for from the photography image obtained by this. Next, it is based on the dilation ratio of I.I.103, and spacing of the image number of dots for character on soft copy and a ***** wire, and asks for the spacing L of the wire on a photography image (the unit of a decimal is sufficient as $[\text{pixel } [\]]:L$).

[0029] If measurement of coarse strain distribution is restricted when there is no modification in whenever [installation / of environments, such as earth magnetism, and a roentgenography system /, and angle-of-coverage] etc., it is not necessary to measure it each time at the time of roentgenography (at the time of an image processing), and you may make it use the measurement data which were measured in advance and saved in the image memory 206.

[0030] In addition, as a phantom which has geometric structure, it is not limited to the grid used here. For example, you may make it measure a small ball using the phantom arranged at equal intervals two-dimensional. About this measurement approach, the publication of bibliography "Beth Schueler et al., "Correction of image intensifier distortion for 3D X-ray angiography", Proceedings of SPIE's Medical Imaging, and Vol.2432(Physics of Medical Imaging).pp 272-279 (1995)" is made to reference.

[0031] Measurement of the fine strain distribution of the above (2) is specifically performed as follows. Here, based on the measured coarse distortion distribution, the pixel which shows the representation point in the minute field of the plurality in an amendment image computes whether it is equivalent to which pixel on a distorted image.

[0032] The concentration value of $C(i, j)$ is calculated in the following procedures. As shown on an amendment image first of all at drawing 4 (a), the grid grid pattern of $L \times L$ [a pixel] is considered from an image core (i_0, j_0) .

[0033] Next, in an amendment image, it samples at equal intervals mostly, and two or more sample points are acquired. At this time, a sample point is set as a pixel center position. Drawing 4 is drawing for explaining such sampling processing. Drawing 4 (a)

shows the grid pattern (inside of a dotted line) chosen as the general drawing and arbitration of a grid grid pattern, and drawing 4 (b) shows the enlarged drawing of the selected grid pattern. In drawing 4 (b), a black dot expresses a sample point, and the field shown by hatching expresses the minute field which makes the sample point concerned a representation point (representation pixel). By the way, since the distance during the lattice point is generally a decimal, the boundary of a grid does not pass along the core of a pixel. In such a case, it is made for the pixel which a bordering connoisseur requires to belong to the grid field of the larger one of the area divided by the boundary. However, since the form (magnitude) of a grid changes delicately with locations in such a case, it is necessary to change the method of division of a minute field for every grid, or to memorize the modification result in memory. These things cause the increment in the ***** processing time, and occupancy of memory. If the distance between grids is changed into the nearest integer to such a problem, all the forms of a grid can be made the same. Therefore, division becomes possible similarly about all grids only by memorizing the method of the division into the minute field of one grid. Compared with the case where can also lessen necessary memory space by this while being able to shorten the operation time, and the distance during the lattice point is set as a decimal, it is dominance.

[0034] The inside of a grid pattern is divided here and it is made for each pixel to belong to the nearest sample point. The pixel surrounded by the dotted line is divided so that it may become the closest to the sample point which exists at the core than other sample points. In the example of drawing 4 , it will divide like a dotted line. The pixel in one grid surrounded by this dotted line is divided so that it may become the closest to the sample point which exists at that core than other sample points.

[0035] The strain distribution of a sample point (i, j) is searched for by the following procedures 1 – the procedure 6. Procedure 1: Calculate the amount of gaps from the zero used for processing. For example, in the example of drawing 5 , the gap (i-i0, j-j0) by the image coordinate from the sample point (i, j) of arbitration to a core is converted into gap by the grid pattern.

[0036]

$\text{deltau} = (\text{int}) \{ (i-i0) / L \}$

$\text{deltav} = (\text{int}) \{ (j-j0) / L \} \text{ -- (1)}$

When the following numeric value is forward, a operator (int) omits below decimal point, changes it into an integer, in a negative case, revalues below decimal point, and changes it into an integer here. For example, after conversion is set to -2 when said numeric value is -1.2. Procedure 2: Ask for the strain distribution data (four points) used for processing. In the procedure 1, the amount of gaps by the lattice point at the upper left of the grid pattern which contains (i, j) from an image core (delta u, delta v) was calculated. Therefore, the following formulas can express the grid coordinate of the upper left lattice point as (u1 and v1). The grid coordinate of the point of the upper

right, the lower left, and the lower right is similarly set to (u_2, v_1) , $(u_1 \text{ and } v_2)$, and $(u_2 \text{ and } v_2)$.

[0037]

$$u_1 = u_0 + \Delta u \quad v_1 = v_0 + \Delta v \quad u_2 = u_1 + 1 \quad v_2 = v_1 + 1 \quad \text{-- (2)}$$

Procedure 3: Ask for the distorted point of a point (i, j) based on surrounding strain distribution data. For that purpose, first, as shown in drawing 6 (a), it asks for the internal ratio of the point in a grid pattern (i, j) in the image longitudinal direction and the lengthwise direction, and it is m_i about them, respectively. : $n_i, m_j : n_j$ It carries out.

[0038]

$$m_i = [i - (i_0 + \Delta u - L)] / L \quad n_i = 1 - m_i \quad \text{-- (3)}$$

$$m_j = [j - (j_0 + \Delta v - L)] / L \quad n_j = 1 - m_j \quad \text{-- (4)}$$

Drawing 6 (b) shows the grid corresponding to the grid of drawing 6 (a), and the grid (grid) coordinate of Points P, Q, R, and S and the image coordinate of P, R, Q, S, T, U, and V become as follows, respectively.

[0039]

Account Grid (grid) coordinate of P ($G_i(u_1 \text{ and } v_1)$ and $G_j(u_1 \text{ and } v_1)$)

The grid (grid) coordinate of Q ($G_i(u_2 \text{ and } v_1)$ and $G_j(u_2 \text{ and } v_1)$)

The grid (grid) coordinate of R ($G_i(u_1 \text{ and } v_2)$ and $G_j(u_1 \text{ and } v_2)$)

The grid (grid) coordinate of S ($G_i(u_2 \text{ and } v_2)$ and $G_j(u_2 \text{ and } v_2)$)

The image coordinate of P ($P_i(i \text{ and } j_1)$ and $P_j(i \text{ and } j_1)$)

The image coordinate of R ($P_i(i_1 \text{ and } j_2)$ and $P_j(i_1 \text{ and } j_2)$)

The image coordinate of Q ($P_i(i_2 \text{ and } j_1)$ and $P_j(i_2 \text{ and } j_1)$)

The image coordinate of S ($P_i(i_2 \text{ and } j_2)$ and $P_j(i_2 \text{ and } j_2)$)

The image coordinate of T ($P_i(i \text{ and } j_1)$ and $P_j(i \text{ and } j_1)$)

The image coordinate of U ($P_i(i \text{ and } j_2)$ and $P_j(i \text{ and } j_2)$)

The image coordinate of V ($P_i(i, j)$ and $P_j(i, j)$)

By applying 2-dimensional interpolation (primary interpolation function use : Bi-Linear interpolation) here, it asks for the distorted point of a point (i, j) as follows. As shown in drawing 7 (a) and (b), it computes independently about the direction of i , and the direction of j .

[0040] [1] Presume $\tilde{G}(u_2 \text{ and } v_1)$ to strain distribution $\tilde{G}(u_1 \text{ and } v_1)$ measured from the grid projection image, and $\tilde{P}(i \text{ and } j_1)$.

$$P_i(i, j_1) = m_i G_i(u_2, v_1) + n_i G_i(u_1, v_1)$$

$$P_j = (i \text{ and } j_1) m_i G_j(u_2 \text{ and } v_1) + n_i G_j(u_1 \text{ and } v_1) \quad \text{-- (5)}$$

[2] Presume $\tilde{G}(u_2 \text{ and } v_2)$ to measured strain distribution $\tilde{G}(u_1 \text{ and } v_2)$ and $\tilde{P}(i \text{ and } j_2)$ like the above [1].

$$P_i(i, j_2) = m_i G_i(u_2, v_2) + n_i G_i(u_1, v_2)$$

$$P_j = (i \text{ and } j_2) m_i G_j(u_2 \text{ and } v_2) + n_i G_j(u_1 \text{ and } v_2) \quad \text{-- (6)}$$

[3] Presume $\tilde{P}(i \text{ and } j_2)$ to presumed strain distribution $\tilde{P}(i \text{ and } j_1)$ and strain distribution $\tilde{P}(i, j)$ to ask finally.

$$P_i(i,j) = m_j P_i(i,j_2) + n_j P_i(i,j_1)$$

$$P_j = (i, j) \quad m_j P_j(i, j_2) + n_j P_j(i, j_1) \quad (7)$$

Procedure 4: Since $P_i(i, j)$ of the coordinate $(P_i(i, j)$ and $P_j(i, j))$ of the distorted point and $P_j(i, j)$ are not integers in almost all cases, they search for the sample point of the nearest image from this point. $i_p = (\text{int})(P_i(i, j) + 0.5)$, $j_p = (\text{int})(P_j(i, j) + 0.5)$ -- (8)

Procedure 5: Assign the value on a distorted image to the value of an amendment image according to a degree type, assuming the field which has the same magnitude to the field (hatching section of drawing 8 (a)) divided on the amendment image that the coordinate $(i_p$ and $j_p)$ of the distorted point is set up on a distorted image at the core (hatching section of drawing 8 (b)), and there is no distortion in the interior. Thereby, the concentration value of an amendment image is determined.

$$C(i+\text{deltai}, j+\text{deltaj}) = D(i_p+\text{deltai}, j_p+\text{deltaj})$$

(- Inside of $\text{deltaj} \leq L/2$ [$L/2 \leq \text{deltai}$, and] 2 or a minute field) -- (9)

Procedure 6: Repeat a procedure 2 – a procedure 5 about all the minute fields that cover an amendment image top.

[0041] The amendment image $C(i, j)$ called for in the distorted amendment section 203 concerned as mentioned above is saved to the image data storage unit 204. When the distorted amendment by this operation gestalt is compared with the 1st [by different technique from the distorted amendment concerned], and 2nd example of a comparison in respect of the amount of operations here, the result of an operation of the whole image is as follows. In addition, N and the number of pixels of a minute field are set to M for the number of pixels of the whole image.

1st example integer-ized of comparison $4N$ which searches for an account and distortion distribution by primary approximation, and asks also for concentration by primary approximation, 17 N s of addition, 10 N s of subtraction, 20 N s of multiplication, and 4 N s of divisions and distortion distribution are searched for by primary approximation. 2nd example integer-ized of comparison $4N$ which asks for concentration by zero-order approximation, 14 N s of addition, 6 N s of subtraction, If a distorted amendment integer-ized $4 N/M$ [of 14 N s of multiplication, and a 4 N s of divisions and this operation gestalt], addition 14 N/M , subtraction 6 N/M , multiplication 14 N/M , and division 4 N/M minute field is made into 3×3 pixels Since the amount of operations which distorted amendment takes drops to $1/9$ of the amount of operations which the example of a comparison of the above 2nd requires, if it thinks simply, it will become accelerable [9 times as many as this].

[0042] Here, the various modifications of the above-mentioned operation gestalt are explained.

(Modification 1) He is trying to sample the whole image similarly with the above-mentioned operation gestalt. However, there are few amounts of distortion as an image core, and they become larger, as it goes to the outside of an image from there. So, near an image core, it is few in a sampling, namely, the amount of operations

can be further reduced by setting up a minute field more greatly. With the above-mentioned operation gestalt, the minute field was made into 3x3 pixels within all grid patterns. however -- ***** there are few amounts of distortion centering on an image core about this in the field of every direction 1/2 of an image (area 1/4 of the whole image) -- a minute field -- 5x5 pixels -- carrying out -- except [its] -- usually -- passage 3x -- it may be 3 pixels. If it does so, about 15% of the amount of operations can be reduced to the case of the above-mentioned operation gestalt, and, as a result, about 1.18 times as many improvement in the speed as this can be attained.

[0043] (Modification 2) He is trying to sample the whole image similarly with the above-mentioned operation gestalt. However, it is near an image core that information important for a diagnosis exists, and it is only sufficient for the outside to display relation with the part (for it to be able to set up as an area of interest by an ROI marker etc.) currently observed. In such a case, the discontinuity (a thing like block distortion like DCT) of some structures seldom poses a problem, but just pinpoints a location from a great portion of structure. So, near the image circumference, it is few in a sampling, namely, the amount of operations can be further reduced by setting up a minute field more greatly. With the above-mentioned operation gestalt, the minute field was made into 3x3 pixels within all grid patterns. however -- ***** there is little information important (area 3/4 of the whole image) outside the field of every direction 1/2 of an image centering on an image core about this -- a minute field -- 5x5 pixels -- carrying out -- except [its] -- usually -- passage 3x -- it may be 3 pixels. If it does so, about 50% of the amount of operations can be reduced to the above-mentioned operation gestalt, and, as a result, twice [about] as many improvement in the speed as this can be attained.

[0044] (Modification 3) With the above-mentioned operation gestalt, the minute area size of the image before amendment and the minute area size of the image after amendment are assumed to be the same. However, compared with the image core, the image circumference is expanded in fact by the effect of spool form distortion. Here, the dilation ratio based on images is set to 1, and the distance (for example, the die length of the wire set in the front face of a detector) projected on 1 pixel centering on an image presupposes that the dilation ratio of the location of the arbitration in an image is expressed by on what pixel it is projected in the location of arbitration. In this case, a dilation ratio is expressed as a function of the distance from an image core, for example, becomes like drawing 9 . An axis of abscissa is the distance from an image core here, an image core is shown 0% and the image circumference is shown 100%. Like 2x2 [pixel2] in a minute field, when comparatively small, since the difference in a dilation ratio seldom influences an amendment image, it can fully respond with said operation gestalt, but if a minute field is enlarged in order to attain improvement in the speed, the effect by the difference in a dilation ratio will become large, and the

discontinuity on human body structure will arise on the boundary of a minute field. About this, it is solvable by constituting an image processing system like drawing 10 . The image processing system 300 shown in drawing 10 consists of the affine transformation section 301, the image memory section 302, and the distorted amendment section 303.

[0045] Here, the case (the maximum dilation ratio is set to 1.6 in this example) where I.I. has an expansion property like drawing 9 is considered. First, the distortion image read from the image memory 206 is inputted into an image processing system 300. The affine transformation section 201 changes reduction percentage for every [to 0.95 to 0.60 times] 0.05, creates the contraction image of eight sheets, and stores these contraction image and the original image in the image memory section 302 temporarily.

[0046] Next, although the distorted amendment section 303 processes almost like the 1st operation gestalt, it especially performs a setup of the minute field to a distortion image top as follows here. That is, the inverse number of the dilation ratio in the point sampling (representation) chooses the distortion image nearest to said reduction percentage, and minute field data are led from the image. This means leading the data of the almost same magnitude (magnitude on not an image but real space) as said minute field from the image before amendment reduced (expansion) so that the difference in the dilation ratio of each minute field under the effect of spool distortion may be canceled.

[0047] (Modification 4) If spacing L of a wire is made smaller than an actual value in the above-mentioned modification 3, the probability for the pixel which cannot contribute to an amendment image with the property (property of the approach of searching for by zero-order approximation in case a value is calculated correctly) of the distorted correction method concerning this invention in spite of existing on a distortion image to arise will become high. Therefore, it is desirable to set up the spacing L of a wire more greatly than an actual value.

[0048] For example, based on an expansion property as shown in drawing 9 , it considers expanding the spacing L of a wire by 1.6 times the actual value. That is, in the affine transformation section 301, a dilation ratio is changed for every 0.05 up to 1.05 to 1.6 times, the expansion image of 12 sheets is created, the data of a minute field are led from the image expanded by 1.6 times about the image core, and the data of a minute field are led from the original image about the image circumference. It is made to lead the data of a minute field about the image field between an image core and the image circumference from the image with which the dilation ratio corresponds most in consideration of the both sides of expansion by the spool distortion of I.I., and image expansion.

[0049] Expansion of the amendment image mentioned above is an example to the last, and according to the same processing as this, it can create the amendment image

which has the dilation ratio of arbitration. Moreover, expansion of an image is not limited to the implementation approach by this modification, for example, may carry out expansion conversion of the amendment image directly.

[0050] (Modification 5) In the operation gestalt of the above 1st, as drawing 4 (b) showed, the minute field which divided the inside of a grid grid at equal intervals was set up, but this minute field may be set up so that between grid grids may be straddled, as shown in drawing 11 . In this case, since the fine distortion distribution on a grid boundary can be searched for with primary interpolation, when not different [the distortion place data of the lattice point can be used as it is as fine distortion distribution, and] from the case where the total of fine distortion distribution data is the 1st operation gestalt, improvement in the speed can be attained rather than the 1st operation gestalt.

[0051] This invention cannot be limited to the operation gestalt mentioned above, but can deform variously, and can be carried out. For example, in the above-mentioned operation gestalt, although the diagnostic X-ray system with which the X-ray imaging image of analyte is obtained by the roentgenography system was explained, you may be the X-ray computerized-tomography scanning equipment with which the roentgenography system was equipped with other modality from which this differs, for example, I.I.

[0052]

[Effect of the Invention] As explained above, according to this invention, the image processing system which can perform distorted amendment at a high speed can be offered. According to such an image processing system, it becomes possible to make it work at clinical places, such as the usual test routine. Therefore, the precision of processing results, such as image analysis and measurement, can be improved, and a clinical place can be provided with the information for performing an exact diagnosis.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] The block diagram showing roughly the X-ray-diagnosis structure of a system concerning the operation gestalt of the image processing system of this invention.

[Drawing 2] Drawing showing the definition of an image coordinate.

[Drawing 3] Drawing showing a grid projection image.

[Drawing 4] Drawing showing a grid pattern.

[Drawing 5] Drawing showing the location within the strain distribution to be used.

[Drawing 6] Drawing showing the correspondence relation of a grid.

[Drawing 7] Drawing showing the operation of the distorted point.

[Drawing 8] Drawing showing the correspondence relation between an amendment image and a distorted image.

[Drawing 9] The graph which shows the expansion property concerning a modification 3.

[Drawing 10] The block diagram showing the configuration of the image processing system concerning a modification 3.

[Drawing 11] Drawing showing the division approach of the minute field concerning a modification 5.

[Drawing 12] Drawing showing the distorted mode concerning the conventional example.

[Description of Notations]

101 -- Beam limiting device

102 -- X-ray source assembly

103 -- Image intensifier (I.I.)

104 -- TV camera

201 -- A/D converter

202 -- Image processing system

203 -- Distorted amendment section

204 -- Image storing unit

205 -- Incidental information storing unit

206 -- Image memory

207 -- Image display section

208 -- Computer

209 -- Magnetic disk

210 -- Monitor

211 -- Laser imager

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-149549

(43)公開日 平成11年(1999) 6 月 2 日

(51)Int.Cl.⁶

識別記号

F I

G 0 6 T 1/00
H 0 4 N 5/321
A 6 1 B 6/00
G 0 6 F 19/00
G 0 6 T 3/00

G 0 6 F 15/62 3 9 0 B
A 6 1 B 6/00 3 0 3 C
3 5 0 A
G 0 6 F 15/42 X
15/66 3 6 0

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 12 頁)

(21)出願番号

特願平9-315174

(22)出願日

平成 9 年(1997)11月17日

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者 大石 悟

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内

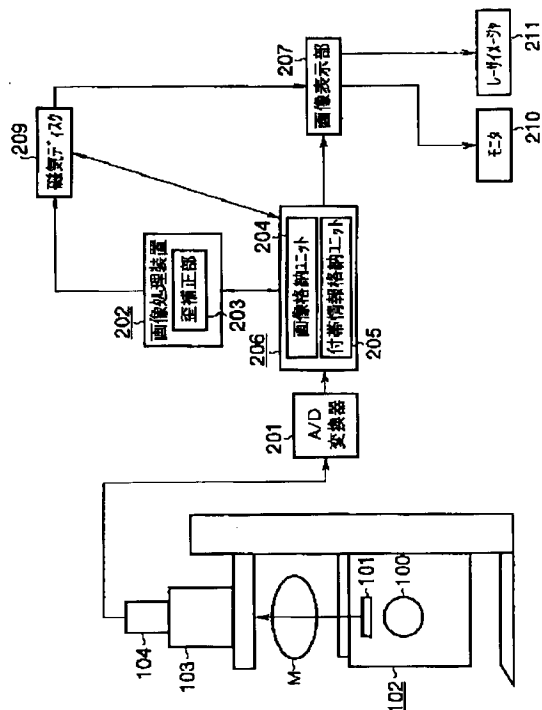
(74)代理人 弁理士 鈴江 武彦 (外 6 名)

(54)【発明の名称】 画像処理装置

(57)【要約】

【課題】本発明は高速な歪補正を行う画像処理装置を提供することを目的とする。

【解決手段】イメージインテンシファイア 1、1、1 0 3 の特性に起因して生じた歪を補正するために、画像処理装置 2 0 2 の歪補正部 2 0 3 は、X線撮影系の特性に起因して生じた幾何学的な歪を含む補正前の画像から、当該歪が補正された補正後の画像を次に示す手順に従って作成する。すなわち(1)粗い歪分布の計測(計測手段)、(2)細かい歪分布の算出(算出手段)、(3)濃度値の決定(濃度値決定手段)により補正後の画像を作成する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 特定の幾何学的構造を有するファントムを撮影系により撮影し、当該撮影系の特性に起因して生じた幾何学的な歪を含む補正前の画像から補正後の画像を作成する画像処理装置において、

前記ファントムの幾何学的構造に応じて特定される特定点の歪先を示す粗い歪分布を、前記ファントムの撮影画像から計測する計測手段と、

前記補正後の画像を複数の微小領域に分割し、当該微小領域内の代表点の歪先を示す細かい歪分布を、前記粗い歪分布を用いて算出する算出手段と、

前記補正後の画像上の微小領域の濃度値を、前記代表点の歪先により特定される前記補正前の画像上の微小領域の濃度値に基づいて決定する濃度値決定手段と、を具備することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】 前記算出手段は、前記微小領域内の代表点近傍の少なくとも四つの特定点の歪先を示す粗い歪分布を二次元補間演算することにより、当該代表点の歪先を示す細かい歪分布を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】 前記算出手段は、画像の中心部と周辺部とで大きさが異なる複数の微小領域に前記補正後の画像を分割する手段と、

前記粗い歪分布に基づいて、前記各々の微小領域内の代表点の歪先を示す細かい歪分布を算出する手段と、を具備することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】 前記補正後の画像上に関心領域を設定する設定手段をさらに具備し、

前記算出手段は、前記設定手段により設定された関心領域に相当する領域内とその領域外とで大きさが異なる複数の微小領域に前記補正後の画像を分割する手段と、

前記粗い歪分布に基づいて、前記各々の微小領域内の代表点の歪先を示す細かい歪分布を算出する手段と、を具備することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】 前記濃度値決定手段は、前記算出手段により算出された代表点の歪先に従って、前記補正後の画像上の微小領域に相当する前記補正前の画像上の微小領域を特定する手段と、

この手段により特定された前記補正前の画像上の微小領域における濃度値に基づいて、前記補正後の画像上の微小領域における濃度値を決定する手段とを具備することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】 前記ファントムは格子状の構造を有し、前記計測手段は、前記補正後の画像上における前記ファントムの格子点間の距離を整数化し、当該整数化がなされた個々の格子点の歪先を示す粗い歪分布を計測し、前記算出手段は、前記複数の微小領域の代表点が画素の中心に位置するように、前記補正後の画像を分割するこ

とを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】 前記格子点間の距離を変化させることにより前記補正後画像を拡大又は縮小する手段をさらに具備することを特徴とする請求項 6 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】 前記格子点間の距離を最も近い整数とすることを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、画像の歪みを補正する画像処理装置、特に、イメージインテンシファイア（I. I.）を使用する X 線画像撮影装置あるいはコンピュータ断層撮影装置など種々のモダリティから出力された画像の歪補正に好適な画像処理装置に関する。

【0002】

【従来の技術】現在、医療現場で広く用いられている X 線診断装置のなかには、X 線検出系としてイメージインテンシファイアを用い、これにより被検体の透過 X 線を検出するとともに光学像に変換し、得られた光学像を TV カメラ系により撮影するものが知られている。この装置で収集した画像信号をデジタル化する X 線撮影方法としてデジタルラジオグラフィ及びフルオログラフィがある。TV カメラからのビデオ信号は、アナログ／デジタル（A/D）変換器によりデジタル信号に変換され、種々の画像処理を施すためにコンピュータに入力される。

【0003】イメージインテンシファイアは、X 線蛍光面と光電面を重ね合わせた構造を有している。被検体を透過した X 線は X 線蛍光面に入力され、この X 線蛍光面からの光が光電面を刺激することにより光電子が放出され、出力蛍光面に可視像（光学像）が結像される。

【0004】このようなイメージインテンシファイアには、その出力像に糸巻き型歪や S 字状歪などの幾何学的な歪が含まれてしまうという問題がある。例えば、ワイヤーを平面上で正方格子状に配列した図 12（a）に示すような対象物体（ファントム）を撮影すると、図 12（b）に示すように歪んだ画像が出力されてしまう。

【0005】例えば上記デジタルラジオグラフィにおいて出力画像から診断に有益な情報を抽出するための画像処理を行う場合に、このような歪は誤差の大きな要因となり得る。特に血管狭窄率計算や左心室容積計算等の臨床解析、あるいは三次元再構成等の画像処理においては、歪に起因する誤差の影響が顕著となる。

【0006】このような背景に鑑み、例えば臨床解析（参考文献「“東芝デジタルフルオログラフィシステム CLINICAL ANALYSIS”，株式会社東芝，東芝メディカル株式会社」）あるいは三次元再構成等の画像処理を適切に、そして高精度に行うためにもイメージインテンシファイアに起因する画像の歪補正は必要不可欠であり、従来ではこれら画像処理における前処理の段階において歪

補正が行われている。

【0007】しかしながら、従来から行われている歪補正では、画素毎に細かい歪分布を演算して補正画像を得るようにしているため、処理に莫大な時間がかかるという問題点がある。臨床の場において高精度の診断画像を迅速に提供し、診断能の向上を図るためにも画像処理における歪補正の高速化が切望されている。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】したがって、本発明の目的は歪補正を高速に行い得る画像処理装置を提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】（１）本発明の画像処理装置は、特定の幾何学的構造を有するファントムを撮影系により撮影し、当該撮影系の特性に起因して生じた幾何学的な歪を含む補正前の画像から補正後の画像を作成する画像処理装置において、前記ファントムの幾何学的構造に応じて特定される特定点の歪先を示す粗い歪分布を、前記ファントムの撮影画像から計測する計測手段と、前記補正後の画像を複数の微小領域に分割し、当該微小領域内の代表点の歪先を示す細かい歪分布を、前記粗い歪分布を用いて算出する算出手段と、前記補正後の画像上の微小領域の濃度値を、前記代表点の歪先により特定される前記補正前の画像上の微小領域の濃度値に基づいて決定する濃度値決定手段と、を具備する。

【0010】このような構成によれば、細かい歪分布において補正前の画像と補正後の画像との間で微小領域毎に画素の位置が関連付けられるので、画素毎にその位置を関連付ける場合に比べて演算時間を大幅に短縮することができる。したがって歪補正処理を高速化できる。これは、微小領域内では歪が殆ど無いとみなしていることを根拠としている。

（２）本発明の画像処理装置は、上記（１）に記載の装置であって、且つ前記算出手段は、前記微小領域内の代表点近傍の少なくとも四つの特定点の歪先を示す粗い歪分布を二次元補間演算することにより、当該代表点の歪先を示す細かい歪分布を算出することを特徴とする。

（３）本発明の画像処理装置は、上記（１）に記載の装置であって、且つ前記算出手段は、画像の中心部と周辺部とで大きさが異なる複数の微小領域に前記補正後の画像を分割する手段と、前記粗い歪分布に基づいて、前記各々の微小領域内の代表点の歪先を示す細かい歪分布を算出する手段と、を具備することを特徴とする。

（４）本発明の画像処理装置は、上記（１）に記載の装置であって、且つ前記補正後の画像上に関心領域を設定する設定手段をさらに具備し、前記算出手段は、前記設定手段により設定された関心領域に相当する領域内とその領域外とで大きさが異なる複数の微小領域に前記補正後の画像を分割する手段と、前記粗い歪分布に基づいて、前記各々の微小領域内の代表点の歪先を示す細かい

歪分布を算出する手段と、を具備することを特徴とする。

（５）本発明の画像処理装置は、上記（１）に記載の装置であって、且つ前記濃度値決定手段は、前記算出手段により算出された代表点の歪先に従って、前記補正後の画像上の微小領域に相当する前記補正前の画像上の微小領域を特定する手段と、この手段により特定された前記補正前の画像上の微小領域における濃度値に基づいて、前記補正後の画像上の微小領域における濃度値を決定する手段とを具備することを特徴とする。

（６）本発明の画像処理装置は、上記（１）に記載の装置であって、且つ前記ファントムは格子状の構造を有し、前記計測手段は、前記補正後の画像上における前記ファントムの格子点間の距離を整数化し、当該整数化がなされた個々の格子点の歪先を示す粗い歪分布を計測し、前記算出手段は、前記複数の微小領域の代表点が画素の中心に位置するように、前記補正後の画像を分割することを特徴とする。

（７）本発明の画像処理装置は、上記（６）に記載の装置であって、且つ前記格子点間の距離を変化させることにより前記補正後画像を拡大又は縮小する手段をさらに具備することを特徴とする。

（８）本発明の画像処理装置は、上記（７）に記載の装置であって、且つ格子間の距離は最も近い整数に変換されることを特徴とする。

【0011】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながら本発明の画像処理装置の実施形態を説明する。図１は本発明の画像処理装置の実施形態に係るＸ線診断システムの構成を概略的に示すブロック図である。当該システムは、Ｘ線撮影系から得られた被検体のＸ線造影像に対し歪補正を含む画像処理を行い、これにより得られた画像を医師等による診断に供するためのシステムである。

【0012】図１に示すようにＸ線診断システムは、Ｘ線管１００及び照射野限定器１０１を含むＸ線源装置１０２と、Ｘ線管１００から照射野限定器１０１を介して被検体Ｍに曝射され、当該被検体Ｍを透過したＸ線ビームを検出し、これを光学像に変換するイメージインテンシファイア（Ｉ．Ｉ．）１０３と、Ｉ．Ｉ．１０３から出力された光学像を撮像し、これに応じたビデオ信号を出力するＸ線ＴＶカメラ１０４とから構成されたＸ線撮影系を有している。ＴＶカメラ１０４から出力されたビデオ信号は、Ａ／Ｄ変換器２０１によりデジタルのビデオ信号に変換されて画像格納ユニット２０４及び付帯情報格納ユニット２０５を含む画像メモリ２０６に格納される。

【0013】画像格納ユニット２０４には画像データが格納され、付帯情報格納ユニット２０５には患者の名前、性別、生年月日、体重といった患者情報や、当該画像データに付帯する種々の情報すなわちＩ－Ｘ線焦点

間距離、拡大率、I I サイズ、撮影位置、撮影角度といった撮影条件等を示す付帯情報が格納される。

【0014】画像処理装置202は、画像メモリ206から読み出した被検体のX線像に対し、歪補正部203による歪補正を含む種々の画像処理を施すものである。A/D変換器201から出力された直後の画像はI.

I. 103の特性に起因する歪が含まれている。画像処理装置202の歪補正部203は、画像メモリ206の画像格納ユニット205から補正前の画像データを読み出し、後述する処理プロセスに従って当該画像データを処理し、かかる処理により上記歪が補正された補正後画像を作成する。

【0015】作成された歪補正後の画像データは、画像表示部207に出力される。画像表示部207は、歪補正後の画像データをモニタ210あるいはレーザイメージャ211に出力する。かくして歪補正後の被検体のX線診断画像が表示に供される。

【0016】なお、コンピュータ(Central Processing Unit:図示せず)は、A/D変換器201、画像処理装置202、そして画像表示部207の動作を司る。また、歪補正後の画像の画像データは、コンピュータの命令によって大容量を有する磁気ディスク(あるいは光ディスク)209に記録することも可能となっている。なお画像記録の際に付帯情報格納ユニット205に格納された付帯情報とともに記録することができる。

【0017】I. I. 103の特性に起因して生じた歪を補正するために、画像処理装置202の歪補正部203は、次のように歪補正処理を実行する。即ち歪補正部203は、X線撮影系の特性に起因して生じた幾何学的な歪を含む補正前の画像から、当該歪が補正された補正後の画像を次に示す手順に従って作成する。

- 【0018】(1)粗い歪分布の計測(計測手段)
- (2)細かい歪分布の算出(算出手段)
- (3)濃度値の決定(濃度値決定手段)

上記(1)の計測手段は、補正後の画像上においてファントムの幾何学的構造に応じて特定される特定点の歪先を示す粗い歪分布を、ファントムの撮影画像から計測する。上記(2)の算出手段は、補正後の画像を複数の微小領域に分割し、当該微小領域内の代表点の歪先を示す細かい歪分布を(1)で計測された粗い歪分布に基づいて算出する。そして上記(3)の濃度値決定手段は、補正後の画像上の微小領域の濃度値を、代表点の歪先により特定される補正前の画像上の微小領域の濃度値に基づいて決定する。

【0019】このように構成された本実施形態の歪補正によれば、細かい歪分布において補正前の画像と補正後の画像との間で微小領域毎に画素の位置が関連付けられるので、画素毎にその位置を関連付ける場合に比べて演算時間を大幅に短縮することができる。したがって歪補正処理を高速化できる。これは、微小領域内では歪が殆

ど無いとみなしていることを根拠としている。

【0020】ここで、歪補正前の画像(以下「歪画像」という)及び補正後の画像(以下「補正画像」という)の両者に係る種々のパラメータを具体的に定義し、当該歪補正処理を詳細に説明する。

【0021】まずは、図2に示すように画像座標を定義する。座標(i, j)は、画像処理装置202に入力されるデジタル画像上の画素(ピクセル)の二次元的な位置を表す。iおよびjの単位は「ピクセル」とする。例えば画像サイズがN×Nの画像では、同図に示すように、画像左上の画素は(1, 1)、画像右上の画素は(N, 1)、画像左下の画素は(1, N)、画像右下の画素は(N, N)と表される。実用的なI. I. では、画像サイズを“1024×1024”としたものが多い。あるいは“512×512”又は“2048×2048”としているものもある。

【0022】次に、歪画像及び補正画像の濃度値を次のように定義する。

D(i, j)…歪画像の座標(i, j)における画素の濃度値

C(i, j)…補正画像の座標(i, j)における画素の濃度値

次に、上記ファントムとして、ワイヤーが格子状に配置されているグリッドを用いることとし、図3に示すようにグリッド座標を定義する。図3の(a)は歪が無い場合のグリッド投影像、図3の(b)は歪を有する場合のグリッド投影像を示している。

【0023】次に、グリッド投影像から計測される粗い歪分布を次のように定義する。

$G^-(u, v)$ …格子点(u, v)の歪画像上の画像座標(二次元)

$G_i(u, v)$ …格子点(u, v)の歪画像上の画像座標の横(i)方向成分

$G_j(u, v)$ …格子点(u, v)の歪画像上の画像座標の横(j)方向成分

ここで、(u, v)は格子点すなわちワイヤーとワイヤーの交点の位置を表すグリッド座標である。ここで、歪画像の中心に最も近い格子点を歪み補正の原点(i_0, j_0)とし、この原点に合わせてグリッド座標の原点を図3の(b)に示すように(u_0, v_0)とする。なお上記「 G^- 」はベクトルを表すものとする。

【0024】例えば格子点を5×5とすると、図3

(b)に示すように、左上の格子点の座標すなわちグリッド座標は(1, 1)、右上の格子点のグリッド座標は(5, 1)、左下の格子点のグリッド座標は(1, 5)、右下の格子点のグリッド座標は(5, 5)と表される。

【0025】ある格子点(u, v)は、歪画像及び補正画像上においてそれぞれ異なる位置に存在し(画像座標が異なる)、両画像間における画像座標の対応関係が歪

分布を表す。言い替えば、本来歪が生じなければ補正画像上の格子点 (u, v) の位置に格子点は投影するはずであるが、 I, I' において歪が混入することにより、歪画像上の格子点 (u, v) の位置 $G''(u, v)$ に投影される結果となる。

【0026】次に、粗い歪分布に基づいて算出される細かい歪分布を次のように定義する。粗い歪分布 G''

(u, v) から算出される補正画像上の所定のサンプル点（代表点）と、歪画像上における当該代表点に相当する点（歪先）との対応関係を $P''(i, j)$ とし、以下のように定義する。

【0027】 $P''(i, j)$ …補正画像上のサンプル点 (i, j) の歪先の画像座標（歪画像上：二次元）

$P_i(i, j)$ …補正画像上のサンプル点 (i, j) の歪先の画像座標の横 (i) 方向成分

$P_j(i, j)$ …補正画像上のサンプル点 (i, j) の歪先の画像座標の縦 (j) 方向成分

なお、上記所定のサンプル点とは、補正画像上における所定の格子パターン内のサンプル点である。

【0028】上記（1）の粗い歪分布の計測は、具体的には次のようにして行われる。まず、グリッドを I, I'

1. 103の前面に張り付けてX線撮影を行い、これにより得られた撮影画像から全ての格子点（ワイヤーとワイヤーの交点）の画像座標を求める。次に、 $I, I', 103$ の拡大率と画像マトリックスサイズ、隣合うワイヤーの間隔に基づいて、撮影画像上におけるワイヤーの間隔 L （単位は $[\mu\text{m}]$ ： L は小数でも良い）を求める。

【0029】粗い歪分布の計測は、地磁気などの環境、X線撮影系の設置場所、撮影角度等に変更が無い場合に限っては、X線撮影時（画像処理時）においてその都度計測する必要はなく、事前に計測され画像メモリ206に保存された計測データを用いるようにしても良い。

【0030】なお、幾何学的構造を有するファントムとしては、ここで用いたグリッドに限定されない。例えば二次元的に小さい球を等間隔に配列したファントムを用いて計測するようにしても良い。この計測方法については、参考文献“Beth Schueler et al., “Correction of image intensifier distortion for 3D X-ray angiography”, Proceedings of SPIE's Medical Imaging, Vol.2432(Physics of Medical Imaging), pp272-279(1995)”の記載を参考にできる。

【0031】上記（2）の細かい歪分布の計測は、具体的には次のようにして行われる。ここでは、計測された粗い歪み分布に基づいて、補正画像内の複数の微小領域内の代表点を示す画素が、歪画像上ではどの画素に相当するかを算出する。

【0032】 $C(i, j)$ の濃度値は、次のような手順で求められる。まずは補正画像上において、図4(a)に示すように、画像中心 (i_0, j_0) から $L \times L$ [ヒ

クセル] のグリッド格子パターンを考える。

【0033】次に、補正画像においてほぼ等間隔でサンプリングし、複数のサンプル点を得る。このときサンプル点は、画素中心位置に設定する。図4はこのようなサンプリング処理を説明するための図である。図4(a)は、グリッド格子パターンの全体図および任意に選択された格子パターン（点線内）を示し、図4(b)は、選択された格子パターンの拡大図を示す。図4(b)において黒丸はサンプル点を表し、ハッチングで示された領域は当該サンプル点を代表点（代表画素）とする微小領域を表す。ところで格子点間の距離は一般的には小数であるので、格子の境界は画素の中心を通過していない。このような場合、境界の通っている画素は、境界によって分割された面積のより大きい方の格子領域に属するようにする。但しこのような場合、格子の形（大きさ）が場所によって微妙に異なるため、微小領域の分割の仕方を格子毎に変更するか、若しくはその変更結果をメモリに記憶しておく必要がある。これらのことは、それぞれ処理時間の増加、メモリの占有を引き起こす。このような問題に対し、格子点間の距離を最も近い整数に変換すると、格子の形を全て同じにすることが出来る。従って、1つの格子の微小領域への分割の仕方を記憶しておくだけで全ての格子を同様に分割可能となる。これにより、演算時間を短縮できるとともに所要メモリ容量を少なくすることもでき、格子点間距離を小数に設定する場合に比べて優位である。

【0034】ここで格子パターン内を分割し、各画素が最も近いサンプル点に所属するようにする。点線で囲まれた画素は、他のサンプル点よりその中心にあるサンプル点に最も近くなるように分割されている。図4の例では、点線のように分割することになる。この点線で囲まれた1つの格子内の画素は、他のサンプル点よりその中心にあるサンプル点に最も近くなるように分割されている。

【0035】サンプル点 (i, j) の歪分布が以下の手順1～手順6により求められる。手順1：処理に利用する原点からのずれ量を求める。例えば図5の例では、任意のサンプル点 (i, j) から中心までの画像座標でのズレ $(i - i_0, j - j_0)$ を、格子パターンでのズレに換算する。

【0036】

$$\Delta u = (\text{int}) \{ (i - i_0) / L \}$$

$$\Delta v = (\text{int}) \{ (j - j_0) / L \} \quad \dots (1)$$

ここで (int) 演算子は、次の数値が正の場合小数点以下を切り捨てて整数に変換するもので、負の場合小数点以下を切り上げて整数に変換する。例えば前記数値が -1.2 の場合、変換後は -1 になる。手順2：処理に使用する歪分布データ（4点）を求める。手順1では画像中心から (i, j) を含む格子パターンの左上の格子点までのズレ量 $(\Delta u, \Delta v)$ を求めた。従って、左上

格子点の格子座標は、以下の式により (u_1, v_1) として表せる。同様に右上、左下、右下の点の格子座標は (u_2, v_1) 、 (u_1, v_2) 、 (u_2, v_2) となる。

【0037】

$$\begin{aligned} u_1 &= u_0 + \Delta u & v_1 &= v_0 + \Delta v \\ u_2 &= u_1 + 1 & v_2 &= v_1 + 1 \quad \cdots (2) \\ m_1 &= \{i - (i_0 + \Delta u \cdot L)\} / L & n_1 &= 1 - m_1 \quad \cdots (3) \\ m_j &= \{j - (j_0 + \Delta v \cdot L)\} / L & n_j &= 1 - m_j \quad \cdots (4) \end{aligned}$$

図6 (b) は、図6 (a) の格子に対応する格子を示しており、点P, Q, R, Sの格子(グリッド)座標、及びP, R, Q, S, T, U, Vの画像座標は、それぞれ

記

Pの格子(グリッド)座標 $(G_1(u_1, v_1), G_j(u_1, v_1))$
 Qの格子(グリッド)座標 $(G_1(u_2, v_1), G_j(u_2, v_1))$
 Rの格子(グリッド)座標 $(G_1(u_1, v_2), G_j(u_1, v_2))$
 Sの格子(グリッド)座標 $(G_1(u_2, v_2), G_j(u_2, v_2))$
 Pの画像座標 $(P_1(i, j_1), P_j(i, j_1))$
 Rの画像座標 $(P_1(i_1, j_2), P_j(i_1, j_2))$
 Qの画像座標 $(P_1(i_2, j_1), P_j(i_2, j_1))$
 Sの画像座標 $(P_1(i_2, j_2), P_j(i_2, j_2))$
 Tの画像座標 $(P_1(i, j_1), P_j(i, j_1))$
 Uの画像座標 $(P_1(i, j_2), P_j(i, j_2))$
 Vの画像座標 $(P_1(i, j), P_j(i, j))$

ここで二次元補間(1次補間関数を使用: Bicubic補間)を適用することにより、点 (i, j) の歪先を以下のように求める。図7 (a) (b) に示すように、i 方向、j 方向について独立して算出する。

$$\begin{aligned} P_1(i, j_1) &= m_1 G_1(u_2, v_1) + n_1 G_1(u_1, v_1) \\ P_j(i, j_1) &= m_1 G_j(u_2, v_1) + n_1 G_j(u_1, v_1) \quad \cdots (5) \end{aligned}$$

[2] 上記 [1] と同様に、計測した歪分布 $G^-(u_1, v_2)$ 、 $G^-(u_2, v_2)$ から $P^-(i, j_2)$

$$\begin{aligned} P_1(i, j_2) &= m_1 G_1(u_2, v_2) + n_1 G_1(u_1, v_2) \\ P_j(i, j_2) &= m_1 G_j(u_2, v_2) + n_1 G_j(u_1, v_2) \quad \cdots (6) \end{aligned}$$

[3] 推定した歪分布 $P^-(i, j_1)$ 、 $P^-(i, j_2)$ から最終的に求めたい歪分布 $P^-(i, j)$ を推定

$$\begin{aligned} P_1(i, j) &= m_j P_1(i, j_2) + n_j P_1(i, j_1) \\ P_j(i, j) &= m_j P_j(i, j_2) + n_j P_j(i, j_1) \quad \cdots (7) \end{aligned}$$

手順4: 歪先の座標 $(P_1(i, j), P_j(i, j))$ の $P_1(i, j)$ 、 $P_j(i, j)$ は、ほとんどの場合整数ではないので、この点から最も近い画像のサンプル点を求める。 $i_p = \text{int}(P_1(i, j) + 0.5)$ 、 $j_p = \text{int}(P_j(i, j) + 0.5) \quad \cdots (8)$

$$\begin{aligned} C(i + \Delta i, j + \Delta j) &= D(i_p + \Delta i, j_p + \Delta j) \\ (-L/2 \leq \Delta i, \Delta j \leq L/2 \text{ もしくは微小領域内}) \quad \cdots (9) \end{aligned}$$

手順6: 補正画像上を被う全ての微小領域について、手順2～手順5を繰り返す。

【0041】以上のようにして当該歪補正部203で求められた補正画像 $C(i, j)$ を、画像データ格納ユニ

手順3: 点 (i, j) の歪先を、周りの歪分布データを元に求める。そのためには、まず、図6 (a) に示すように格子パターン内における点 (i, j) の内分比を画像横方向と縦方向で求めておき、それらをそれぞれ $m_i : n_i$ 、 $m_j : n_j$ とする。

【0038】

下記の通りとなる。

【0039】

【0040】 [1] グリッド投影像から計測した歪分布 $G^-(u_1, v_1)$ 、 $G^-(u_2, v_1)$ から $P^-(i, j_1)$ を推定する。

手順5: 補正画像上で分割した領域(図8 (a) のハッチング部)に対して同じ大きさを有する領域を、歪画像上に歪先の座標 (i_p, j_p) を中心に設定し(図8 (b) のハッチング部)、その内部では歪はないと仮定して、歪画像上での値を補正画像の値に次式に従って代入する。これにより補正画像の濃度値が決定される。

ット204に保存する。ここで、本実施形態による歪補正と、当該歪補正とは異なる手法による第1、第2の比較例とを演算量の点で比較すると、画像全体の演算結果は下記のようなになる。なお画像全体の画素数をN、微小

領域の画素数をMとする。

記

・歪み分布を1次近似で求め、濃度も1次近似で求める
第1の比較例

整数化4N、加算17N、減算10N、乗算20N、除算4N

・歪み分布を1次近似で求め、濃度は0次近似で求める
第2の比較例

整数化4N、加算14N、減算6N、乗算14N、除算4N

・本実施形態の歪補正

整数化4N/M、加算14N/M、減算6N/M、乗算14N/M、除算4N/M

微小領域を3×3ピクセルとすると、歪補正に要する演算量は上記第2の比較例が要する演算量の9分の1となるので、単純に考えれば9倍の高速化が可能となる。

【0042】ここで、上記実施形態の種々の変形例を説明する。

(変形例1) 上記実施形態では、画像全体を同じようにサンプリングするようにしている。しかしながら歪み量は画像中心ほど少なく、そこから画像の外側に行けば行くほど大きくなる。そこで画像中心付近では、サンプリングを少なく、すなわち微小領域を大きめに設定することにより、さらに演算量を減らすことができる。上記実施形態では全ての格子パターン内では微小領域を例えば3×3ピクセルとしていた。しかしながらこれを画像中心を中心として画像の縦横1/2の領域内(面積では画像全体の1/4)では、歪み量が少ないとして微小領域を5×5ピクセルとし、それ以外は通常通り3×3ピクセルとする。そうすると上記実施形態の場合に対して約15%の演算量を削減でき、その結果約1.18倍の高速化が達成できる。

【0043】(変形例2) 上記実施形態では画像全体を同じようにサンプリングするようにしている。しかしながら診断に重要な情報が存在するのは、画像中心付近であり、その外側は注目している部位(ROIマーカ等により関心領域として設定可能である)との関係を表示するのみで足りる。このような場合、多少の構造の不連続(DCTのようなブロック歪みのようなもの)はあまり問題とはならず、大体の構造から位置が特定出来ればよい。そこで画像周辺付近では、サンプリングを少なく、すなわち微小領域を大きめに設定することにより、さらに演算量を減らすことができる。上記実施形態では全ての格子パターン内では微小領域を例えば3×3ピクセルとしていた。しかしながらこれを画像中心を中心として画像の縦横1/2の領域外(面積では画像全体の3/4)には、重要な情報が少ないとして微小領域を5×5ピクセルとし、それ以外は通常通り3×3ピクセルとする。そうすると上記実施形態に対して約50%の演算量を削減でき、その結果約2倍の高速化が達成できる。

【0044】(変形例3) 上記実施形態では補正前画像の微小領域の大きさと、補正後画像の微小領域の大きさを同じと仮定している。ところが実際には、糸巻き形歪みの影響によって、画像中心に比べて画像周辺は拡大されている。ここで、画像中心の拡大率を1とし、画像中の任意の位置の拡大率を、画像中心で1ピクセルに投影される距離(例えばディテクタ前面においたワイヤの長さ)が、任意の位置では何ピクセルに投影されるかによって表すこととする。この場合、拡大率は画像中心からの距離の関数として表され、例えば図9ようになる。ここで横軸は画像中心からの距離であって、0%は画像中心を示し、100%は画像周辺を示す。微小領域が例えば2×2[pixel²]のように比較的小さい場合は、拡大率の違いは補正画像にはあまり影響しないので前記実施形態で十分に対応可能であるが、高速化を図るために微小領域を大きくすると、拡大率の違いによる影響が大きくなり、微小領域の境界に人体構造上の不連続性が生じる。これについては、画像処理装置を図10のように構成することによって解決できる。図10に示す画像処理装置300は、アフィン変換部301、画像メモリ部302、歪補正部303から構成される。

【0045】ここで、例えば1.1が図9のような拡大特性を有している場合(この例では最大拡大率を1.6とする)を考える。まず、画像メモリ206から読み出された歪み画像は画像処理装置300に入力される。アフィン変換部201は、0.95~0.60倍までの0.05ごとに縮小率を変えて8枚の縮小画像を作成し、これら縮小画像及び元の画像を画像メモリ部302に一時的に格納する。

【0046】次に歪補正部303は、第1実施形態とほぼ同様に処理を行なうが、特にここでは歪み画像上への微小領域の設定を次のようにして行なう。すなわち、サンプリング(代表)点における拡大率の逆数が前記縮小率に最も近い歪み画像を選択し、その画像から微小領域データを導く。このことは、糸巻き歪みの影響による各微小領域の拡大率の違いをキャンセルするように、縮小(拡大)した補正前画像から前記微小領域とほぼ同じ大きさ(画像上ではなく、実空間上での大きさ)のデータを導くことを意味する。

【0047】(変形例4) 上記変形例3においてワイヤの間隔Lを実際の値より小さくすると、本発明に係る歪補正法の性質(正確には値を求める際に0次近似で求める方法の性質)により、歪み画像上では存在しているにもかかわらず、補正画像に対して奇与できないピクセルが生ずる確率が高くなる。従って、ワイヤの間隔Lを実際の値より大きく設定することが望ましい。

【0048】例えば図9に示したような拡大特性に基づき、ワイヤの間隔Lを実際の値の1.6倍に拡大することを考える。すなわち、アフィン変換部301において1.05~1.6倍まで0.05ごとに拡大率を変え

て 1 2 枚の拡大画像を作成し、画像中心については 1.6 倍に拡大した画像から微小領域のデータを導き、画像周辺については元の画像から微小領域のデータを導く。画像中心と画像周辺との間の画像領域については、I. I. の糸巻き歪みによる拡大と、画像拡大の双方を考慮して、最も拡大率の対応している画像から微小領域のデータを導くようにする。

【0049】上述した補正画像の拡大はあくまで一例であり、これと同様の処理によれば任意の拡大率を有する補正画像を作成できる。また画像の拡大は本変形例による実現方法に限定されず、例えば補正画像を直接、拡大変換しても良い。

【0050】(変形例 5) 上記第 1 の実施形態においては、図 4 (b) で示したようにグリッド格子内を等間隔に分割した微小領域を設定していたが、この微小領域は、図 11 に示すようにグリッド格子間をまたぐように設定しても良い。この場合、格子点の歪み先データを細かい歪み分布としてそのまま利用できる上、格子境界上の細かい歪み分布を 1 次補間によって求めることができるため、細かい歪み分布データの総数が第 1 実施形態の場合と変わらない場合、第 1 実施形態よりも高速化を図ることができる。

【0051】本発明は上述した実施形態に限定されず、種々変形して実施可能である。例えば上記実施形態においては、X 線撮影系により被検体の X 線造影像が得られる X 線診断システムについて説明したが、X 線撮影系がこれとは異なる他のモダリティ、例えば I. I. を備えた X 線コンピュータ断層撮影装置等であってもよい。

【0052】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、歪補正を高速に行い得る画像処理装置を提供できる。このような画像処理装置によれば、通常の検査ルーチン等の臨床の場において稼働させることが可能となる。したがって、画像解析や計測等の処理結果の精度を向上するこ

とができ、正確な診断を行うための情報を臨床の場に提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の画像処理装置の実施形態に係る X 線診断システムの構成を概略的に示すブロック図。

【図 2】画像座標の定義を示す図。

【図 3】グリッド投影像を示す図。

【図 4】格子パターンを示す図。

【図 5】使用する歪分布内の位置を示す図。

【図 6】格子の対応関係を示す図。

【図 7】歪先の演算を示す図。

【図 8】補正画像と歪画像の対応関係を示す図。

【図 9】変形例 3 に係る拡大特性を示すグラフ。

【図 10】変形例 3 に係る画像処理装置の構成を示すブロック図。

【図 11】変形例 5 に係る微小領域の分割方法を示す図。

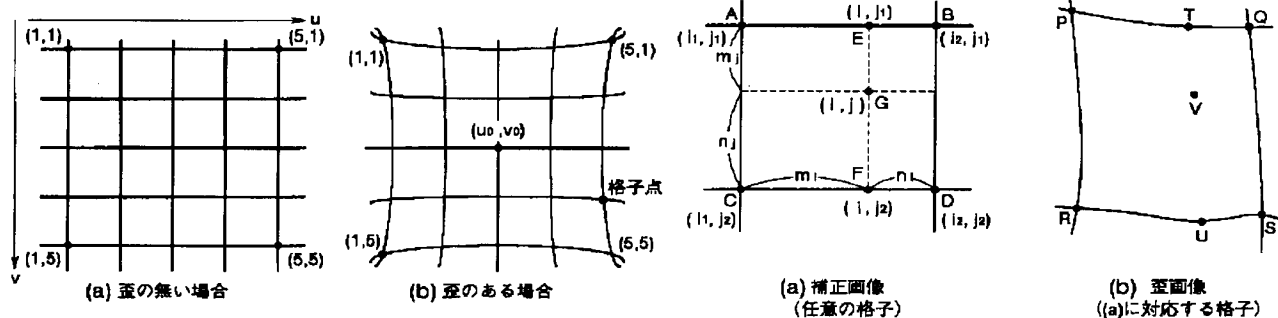
【図 12】従来例に係る歪の態様を示す図。

【符号の説明】

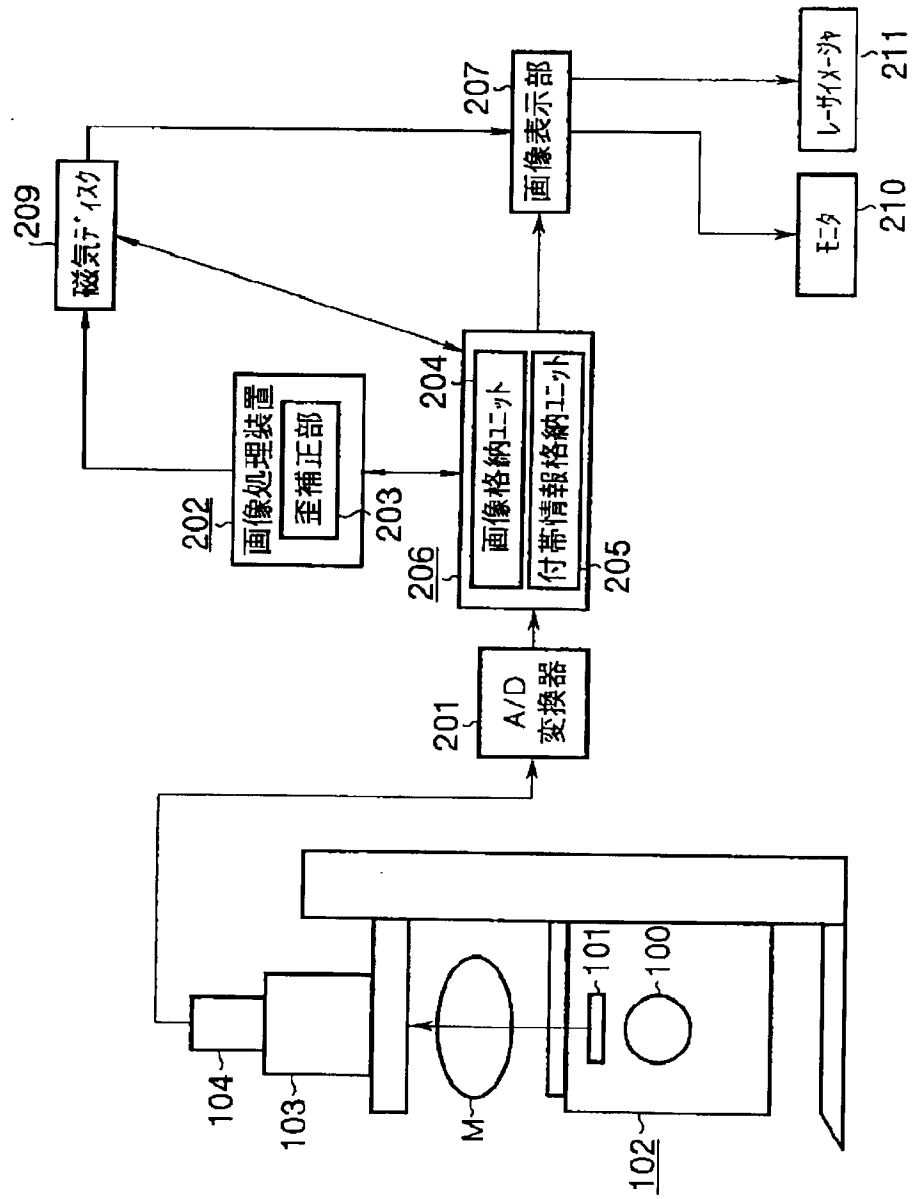
- 101…照射野限定器
- 102…X線源装置
- 103…イメージインテンシファイア (I. I.)
- 104…TVカメラ
- 201… Λ/D 変換器
- 202…画像処理装置
- 203…歪補正部
- 204…画像格納ユニット
- 205…付帯情報格納ユニット
- 206…画像メモリ
- 207…画像表示部
- 208…コンピュータ
- 209…磁気ディスク
- 210…モニタ
- 211…レーザイメージャ

【図 3】

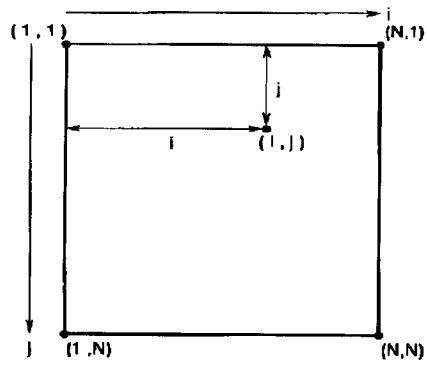
【図 6】



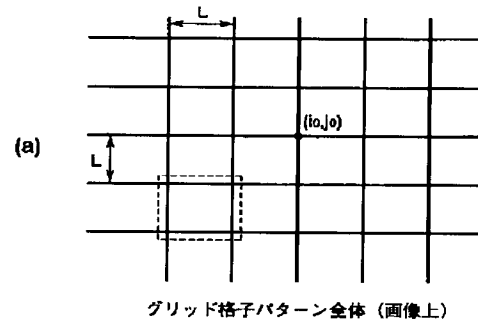
【図 1】



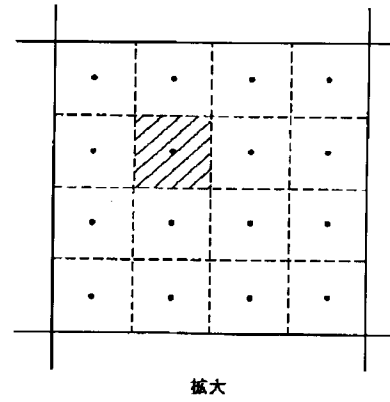
【図 2】



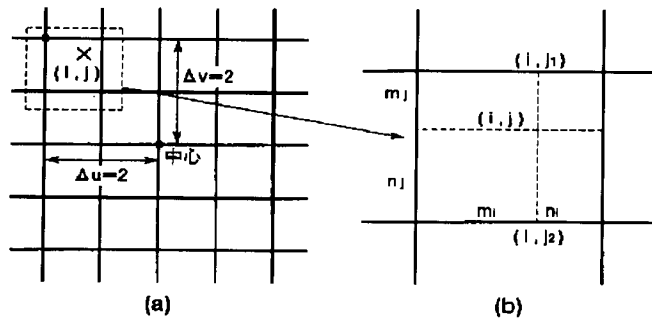
【図 4】



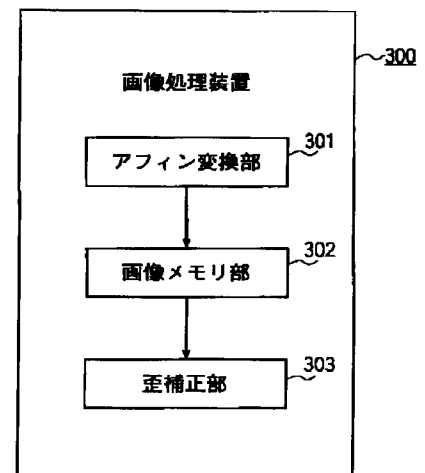
(b)



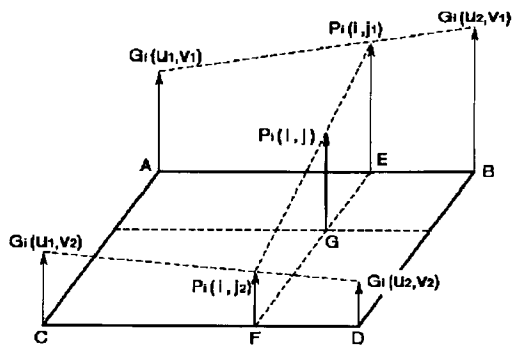
【図 5】



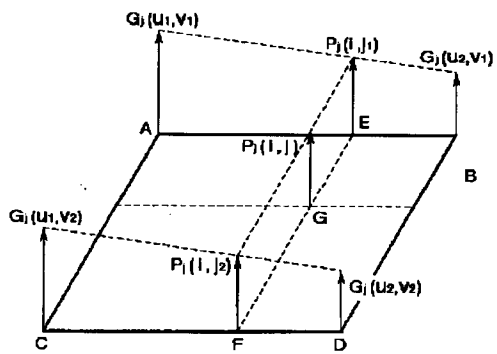
【図 10】



【図 7】

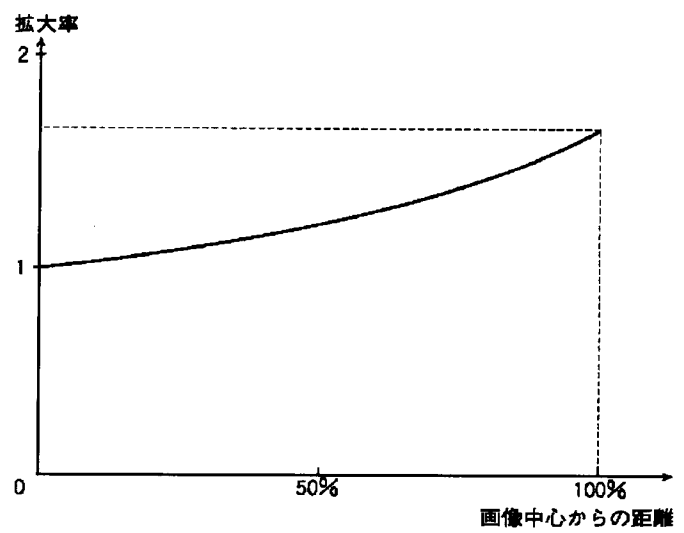


(a) 歪先の演算 (i方向)

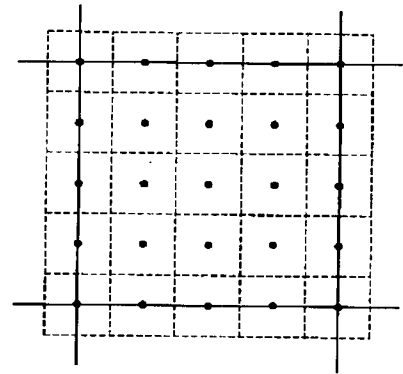


(b) 歪先の演算 (j方向)

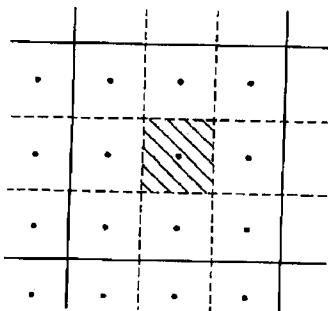
【図 9】



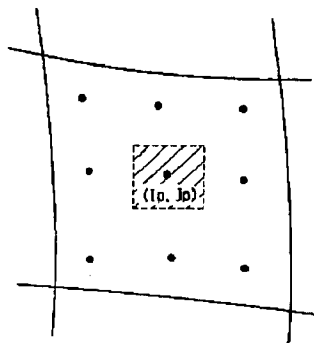
【図 12】



【図 8】

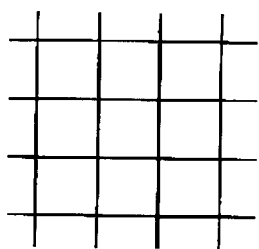


(a) 補正画像

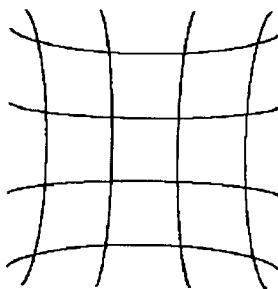


(b) 歪画像

【図 1 1】



(a)



(b)